

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-288184

(43) 公開日 平成9年(1997)11月4日

(51) IntCl <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 T 1/20			G 0 1 T 1/20	E
H 0 1 L 27/14			H 0 4 N 5/32	
	27/146		H 0 1 L 27/14	K
H 0 4 N 5/32				C

審査請求 未請求 請求項の数23 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平9-27838

(22) 出願日 平成9年(1997)2月12日

(31) 優先権主張番号 特願平8-34904

(32) 優先日 平8(1996)2月22日

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000001007

キヤノン株式会社

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

(72) 発明者 遠藤 忠夫

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(72) 発明者 高見 栄一

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(72) 発明者 望月 千織

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(74) 代理人 弁理士 山下 穰平

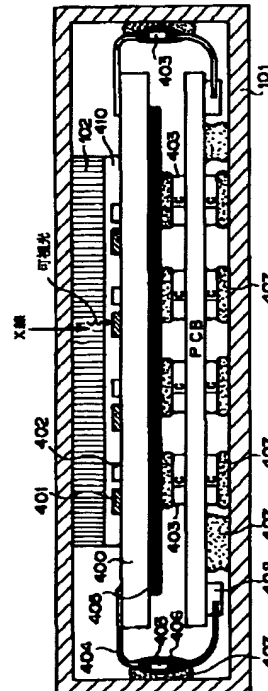
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光電変換装置

(57) 【要約】

【課題】 ICからの発熱による悪影響を排して、高品位の読取画像が得られ、かつ信頼性が高い光電変換装置を実現する。加えて、ICへのX線の曝射が、ICの性能低下や長期使用での故障を引き起こすという課題を解決する。

【解決手段】 情報を担った光を受光して光電変換する光電変換手段401と、該光電変換手段により変換された電気信号を処理するための集積回路素子403と、該光電変換手段と該集積回路素子とを内部に有する筐体101とを有し、該集積回路素子403と該筐体101との間に該集積回路素子と該筐体との間を熱的に連絡するための熱伝導材407を配した光電変換装置。また、集積回路素子403は、放射線吸収材406で覆われているため、X線による影響を防ぐことができる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 情報を担った光を受光して光電変換する光電変換手段と、

該光電変換手段により変換された電気信号を処理するための集積回路素子と、

該光電変換手段と該集積回路素子とを内部に有する筐体とを有し、

該集積回路素子と該筐体との間に該集積回路素子と該筐体との間を熱的に連絡するための熱伝導材を配した光電変換装置。

【請求項2】 前記集積回路素子は、複数有する請求項1記載の光電変換装置。

【請求項3】 前記光電変換手段の光入射側に波長変換体を有する請求項1記載の光電変換装置。

【請求項4】 前記波長変換体は、蛍光体を有する請求項3記載の光電変換装置。

【請求項5】 前記光電変換手段の光入射側とは反対側に放射線吸収材を有する請求項1記載の光電変換装置。

【請求項6】 前記放射線吸収材は、鉛を有する請求項5記載の光電変換装置。

【請求項7】 前記集積回路素子の少なくとも一部は、前記筐体に直接接している請求項2記載の光電変換装置。

【請求項8】 前記集積回路素子を複数有し、その少なくとも一部は前記光電変換手段の光入射側とは反対側に配された放射線吸収材に直接接している請求項1記載の光電変換装置。

【請求項9】 前記筐体に直接接している前記集積回路素子は、放射線吸収材で覆われている請求項7記載の光電変換装置。

【請求項10】 前記筐体は、少なくとも外部側表面に凹凸を有する請求項1～9のいずれかに記載の光電変換装置。

【請求項11】 前記放射線吸収材は、表面に凹凸を有する請求項5又は6記載の光電変換装置。

【請求項12】 前記熱伝導材は、シリコン系グリースを有する請求項1～11のいずれかに記載の光電変換装置。

【請求項13】 前記熱伝導材は、シリコンゴムを有する請求項1～11のいずれかに記載の光電変換装置。

【請求項14】 前記熱伝導材は、セラミック粒子を含む請求項1～13のいずれかに記載の光電変換装置。

【請求項15】 前記熱伝導材は、ガラスクロスを含む請求項1～13のいずれかに記載の光電変換装置。

【請求項16】 放射線を吸収して発光する蛍光体と、該発光を受光して光電変換する光電変換手段と、前記光電変換手段により変換された電気信号を処理するICと、

前記光電変換手段と前記ICとの間に配置された放射線吸収部材と、

上記各部材を一体的に保持するための放射線を透過する金属性のシャーシと、

前記ICの少なくとも一部と前記シャーシ及び／又は前記放射線吸収部材との間に配された、熱伝導率の高い部材を、少なくとも有する光電変換装置。

【請求項17】 前記熱伝導率の高い部材は、前記ICと前記シャーシ及び／又は前記放射線吸収部材と接触して配されている請求項16記載の光電変換装置。

【請求項18】 前記ICの少なくとも一部が、直接、前記シャーシ及び／又は前記放射線吸収部材に、接触している請求項16又は17記載の光電変換装置。

【請求項19】 前記放射線吸収部材及び／又は前記シャーシは、その表面が凹凸形状として表面積を増加させた請求項16～18のいずれかに記載の光電変換装置。

【請求項20】 前記熱伝導率の高い部材は、シリコン系グリースである請求項16～19のいずれかに記載の光電変換装置。

【請求項21】 前記放射線吸収部材は、鉛である請求項16～20のいずれかに記載の光電変換装置。

【請求項22】 少なくとも、放射線を吸収して発光する蛍光体と、その光を受光し光電変換する2次元状に配置された複数個の光電変換素子と、

前記光電変換素子の信号をスイッチングするためのスイッチング素子と、

前記光電変換素子と前記スイッチング素子を駆動するICと、

前記光電変換素子からの信号を読み取るICと、

その信号を処理するICと、

処理データを転送するラインドライバICと、を有する請求項16～21のいずれかに記載の光電変換装置。

【請求項23】 前記光電変換素子は、

絶縁基板側から、

下部電極として第1の金属薄膜、

エレクトロン及びホールの通過を阻止するアモルファス窒化シリコン絶縁層(a-SiNx)、

水素化アモルファスシリコン光電変換層(a-Si:H)、

ホールキャリアの注入を阻止するN型の注入阻止層またはエレクトロンキャリアの注入を阻止するP型の注入阻止層、

上部電極としての透明導電層または前記注入阻止層上の一部に配置した第2の金属薄膜で構成され、

前記スイッチング素子は、

前記絶縁基板側から、

下部ゲート電極として第1の金属薄膜、

アモルファス窒化シリコンのゲート絶縁層(a-SiNx)、

水素化アモルファスシリコンの半導体層(a-Si:

H)、

N型またはP型のオーミックコンタクト層、ソース、ドレインの電極としての透明導電層または第2の金属薄膜で構成され、前記光電変換素子と前記スイッチング素子は、同一の絶縁基板上に同時に形成された各層を利用して形成されたものである請求項22に記載の光電変換装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、光電変換装置に関し、更に詳しくは、大面積でS/N特性の高い医療用デジタルX線撮像装置等の放射線撮像装置に好適に使用し得る光電変換装置に関する。

【0002】

【従来の技術】高齢化社会を迎えつつある日本はもとより、世界的にも、病院内での診断効率の向上や、より精度の高い医療機器が強く望まれている。そういった状況の中、従来、フィルムを用いたX線撮像装置（フィルム方式）が主流であった。

【0003】図6は、従来のフィルム方式のX線撮像装置の一例を説明するための概略構成図を示すものであり、図中、901はX線源、902は人体（患者）などの被検査体、903はX線を吸収する物質とX線を透過する物質を交互に配置させた解像度を良くするためのグリッドである。904はX線を吸収し可視光を発光するシンチレータ（蛍光体）、905はその可視光を受けるフィルムである。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】このようなフィルム方式では、以下に述べる問題点を有する。

【0005】まず、患者のX線画像を医師が得るまでには途中でフィルムの現像処理工程があるために手間と時間がかかる。

【0006】また、時としてはX線撮影中に患者が動いてしまった場合や露出が合わない場合などに、再度撮影のやり直しが余儀なくされる。これらは病院内での診療の効率向上を妨げる要因である。

【0007】また、撮影しようとしている患部は撮るアングルによっては鮮明なX線画像が得られないため、診断に必要とされるX線画像を得るためには撮影アングルを変え数枚撮影しなければならない場合もある。これは患者が特に乳幼児や妊婦であった場合好ましいことではない。

【0008】さらに、撮影されたX線画像フィルムは病院内である期間保管する必要がある、病院内でのそのフィルムの枚数は膨大な量となり、患者の来院の度に出したり入れたりといった病院内での管理面でも効率が良くない。

【0009】また、遠隔地にいる患者が例えば都心にある大学病院などの診療を受ける必要がある場合や患者が海外に引越す場合、その他何らかの理由で病院を変更

しなければならない場合など、これまでに撮影されたX線フィルムを何らかの方法で次の病院へ送らなければならない。さもなければ、新たに通院する病院で再度撮影しなおさなければならない。これらのことは、今後の新しい医療社会を目指していくとき大きな障害となってくる。

【0010】近年医療業界において、“X線画像情報のデジタル化”の要求が高まりつつある。デジタル化が達成されればX線画像情報を光磁気ディスクのような記録媒体を用いて管理でき、医師がリアルタイムに最適なアングルでの患者のX線画像情報を得ることができ、また、ファクシミリや他の通信方式等を利用すれば患者のX線画像情報は世界中どの病院にでも短時間に送ることが可能となる。更に、得られたデジタルのX線画像情報はコンピュータを用いて画像処理を行えば、従来に比べより一層高い精度での診断が可能となり、従来のフィルム方式での上記課題を解決することが可能である。

【0011】最近では、“X線画像情報のデジタル化”の要求に応えるべくCCD固体撮像素子をフィルムの代わりに用いたX線撮像装置も考えられている。しかしながら、CCD固体撮像素子は、今のところ人体の大きさに匹敵する大きさで作製することはできない。従って、CCD固体撮像素子を用いる場合、縮小光学系でシンチレータからの蛍光すなわちX線をCCD受光面に結像させる必要がある。このことは、X線撮像装置が大型化するという問題が生ずる。またレンズを介して結像するため、縮小率にも依存するがS/N比（シングル）が一般的に、レンズを通す前に比べ2桁～3桁ダウンすると言われ、高い階調性が要求される医療機器に利用する場合、不利となることが予想される。

【0012】最近、水素化アモルファスシリコン（以下a-Siと記す）に代表される光電変換半導体薄膜の開発により、光電変換素子を大面積の基板に形成し、情報源と等倍の光学系読み取り、いわゆる密着型センサの開発がめざましい。特にa-Siは光電変換材料としてだけではなく、薄膜電界型トランジスタ（以下TFETと記す）としても用いることができるので光電変換半導体とTFETの半導体層とを、同時に、同一の基板上に形成可能な利点を有している。また、縮小光学系を用いず等倍で読み取ることが可能な精度の大面積化が可能のため、S/N比の点でもCCD固体撮像素子に比べて有利になる。加えて、縮小光学系を必要としないことは機器の小型化を促進させ、広いスペースを確保できない診療所や、X線撮像装置を積載する検診用車両等に対し威力を発揮する。これらのことから、a-Si半導体薄膜を用いたX線撮像装置の開発が積極的に行われている。すなわち、図6内におけるフィルム部分905をa-Si半導体薄膜を用いた光電変換素子やTFETで構成し、X線画像を電気的に読み取るX線撮像装置の開発が行われている。

【0013】病院でX線を人体に照射させる場合の線量は、患部により異なるが上限がある。特に乳幼児や妊婦を診察する必要がある場合は、できる限り少ない線量にしなければならない。従って、一般的にX線を吸収し可視光に変換するシンチレータ（蛍光体）での発光量や、その蛍光を受光し光電変換するa-Si光電変換素子における電荷量は小さい。微少な信号から鮮明な画像を得るためには、光電変換パネルからの引き出されたアナログ信号配線にノイズが乗らないようにできる限り配線を短くし、バッファアンプで受けインピーダンスを低下せなければならない。更に、ノイズを受けにくくするためにアナログ信号は、バッファアンプ近傍にてA/D変換しメモリに格納されることが望ましい。

【0014】a-Si半導体薄膜を有する光電変換素子を2次元状に配置させた光電変換パネルを用いて、デジタルX線撮像装置を構成する場合、解像度の観点で、画素ピッチとして100 $\mu$ m以下が望ましいと考えられている。また、例えば人の胸部撮影を行う場合、光電変換素子の有効画素エリアとして、少なくとも400mm $\times$ 400mmのサイズを有することが望ましいと考えられている。400mm $\times$ 400mmの有効エリアを持つ光電変換パネルを100 $\mu$ mで形成した場合、画素数は1600万画素と非常に多い。このような多数の画素の光電変換信号の処理を行う場合、バッファアンプICやA/D変換ICは高速で動作させなければならない。特に動画撮影を行う必要がある場合より高速性が求められ、ICとして消費電力が大きい。またデジタル化された大量のデータをX線撮影室外の遠方へ高速にデータ伝送を行う場合、伝送エラーを除去するために必要なラインドライバは、一般的に高速タイプのものではバイポーラトランジスタを主体としたICであるため、高速仕様になればなるほど消費電力が大きく、相当の発熱源になる。

【0015】近年、消費電力の小さいCMOS-ICの高速化の開発は著しく今後の更なる発展が期待されるものの、汎用ICの範囲においてはバイポーラのものには至っていない。このことは、高速のバイポーラトランジスタを主体としたICを用いなければならず、消費電力増大に伴うIC自身からの発熱がX線撮像装置に及ぼす影響が問題となる。

【0016】ICからの発熱は、X線撮像装置内でa-Si光電変換素子やTFTの温度を上昇させる。一般的にa-Si光電変換素子の暗電流や光電流は、温度の上昇により変化する。暗電流の変化は、2次元に配列された光電変換素子に温度差を生ずることにより、面内において暗電流がばらつき固定パターンノイズ(FPN)として悪影響を及ぼすことがある。また暗電流増大に伴う光電変換素子でのショットノイズがランダムノイズ(RDN)として悪影響を及ぼすことがある。また読み取り時における光電変換素子の温度むらは、出力に面内シェ

ーディングを引き起こすことがある。更に、蓄積された光電変換素子の信号電荷をTFTを介して転送する際の、いわゆるKTCノイズ(K:ボルツマン定数、T:絶対温度、C:転送系での容量)を発生させ、これは、RDNとして悪影響を及ぼすことがある。以上述べたような、光電変換素子やTFTの温度上昇は、X線撮像装置としてのS/Nの低下や、画素間でのS/Nのばらつきを引き起こし、画質を乱す要因となり得る。かつ、機器の信頼性を損なう要因となる場合がある。

10 【0017】しかしながら、X線は蛍光体内ですべて可視変換されるわけではなく、一部散乱あるいは透過したX線が光電変換パネル近傍の前述のバッファアンプ、メモリ、あるいは他のデジタルICに曝射されることになる。このことは、結晶Siで形成されたICの性能を劣化させ、長期使用により機器が故障するといった信頼性上の問題が生ずる場合がある。このため、上記問題に加え、更にX線の不要な部位への曝射対策を施すことは望ましい。

20 【0018】このような問題はX線撮像装置に使用する光電変換装置のみならず、光情報を電気的情報に変換し得る大面積、多数画素の光電変換装置においても発生し得る問題である。

【0019】また、X線のような放射線を光源とする撮像装置の光電変換装置としてだけでなく、非破壊検査などにおいても速時性、高精細性、大面積に適用し得る光電変換装置においても同様な問題が発生し得る。

30 【0020】[発明の目的]本発明は、膨大な画素を処理するために必要な高速ICからの発熱が光電変換素子(たとえばa-Si半導体層を有する素子)やスイッチング素子(たとえばTFT)の温度を上昇させ、S/N比を低下させ、高品位の読取画像が得られないといった問題を解決することを目的とする。

【0021】また、本発明は装置内の温度上昇が信頼性を大きく損なうといった問題を解決することを目的とする。

【0022】更に本発明の目的は、周辺回路にICを一体的に組み込んだ光電変換装置において、周辺回路のICから発生する熱による悪影響を防止した光電変換装置を実現することにある。

40 【0023】加えて、本発明の目的は、結晶Siで構成されたICへのX線の曝射が、ICの性能低下や長期使用での故障を引き起こす場合があるという問題を解決することを目的とする。

【0024】

50 【課題を解決するための手段】本発明は、上記課題を解決するための手段として、情報を担った光を受光して光電変換する光電変換手段と、該光電変換手段により変換された電気信号を処理するための集積回路素子(IC)と、該光電変換手段と該集積回路素子とを内部に有する筐体とを有し、該集積回路素子と該筐体との間に該集積

回路素子と該筐体との間を熱的に連絡するための熱伝導材を配した光電変換装置を提供する。

【0025】また本発明は、放射線を吸収して発光する蛍光体と、該発光を受光して光電変換する光電変換手段と、前記光電変換素子により変換された電気信号を処理するICと、前記光電変換手段と前記ICとの間に配置された放射線吸収部材と、上記各部材を一体的に保持するための放射線を透過する金属性のシャーシと、前記ICの少なくとも一部と前記シャーシ及び／又は前記放射線吸収部材との間に配された、熱伝導率の高い部材を、

少なくとも有する光電変換装置を提供する。

【0026】また、本発明は、少なくとも、放射線を吸収し可視発光する蛍光体と、その蛍光を受光し光電変換する2次元状に配置された複数の光電変換素子と、前記光電変換素子の信号をスイッチングするためのスイッチング素子と、前記光電変換素子やスイッチング素子を駆動するICと、前記光電変換素子からの信号を読み取るICと、その信号を処理するIC(A/D、CPU、メモリ、etc)と、処理データを遠方へ伝送するラインドライバICと、前記光電変換素子と前記複数のICとの間に介在する放射線吸収部材と、それらを機械的に保持するための放射線を吸収しない金属性のシャーシとで構成されるX線撮像装置であって、前記複数のICの一部が、前記銘板または前記シャーシに直接、または熱伝導率の高い放熱用シリコン系グリスなどの部材を介して接触している光電変換装置を提供する。

【0027】加えて、本発明は、周辺ICを組み込んだ光電変換装置において、周辺ICから発生される熱による悪影響、SN比の低下などの問題を防止するために、周辺ICを、光電変換素子を有する基板と周辺ICを覆う放熱性に優れたシャーシに熱伝導部材を介して熱的に接触させた光電変換装置を提供する。

【0028】

【発明の実施の形態】

【実施態様例】まず、本発明の光電変換装置に適用可能な光電変換素子の好適な一例について説明する。

【0029】図7は、2次元の光電変換装置部分の4画素分の光電変換素子401及びスイッチング素子402を表した模式的平面図である。図中ハッチング部はたとえばシンチレータからの蛍光を受光する、受光面として機能をする領域である。402は光電変換素子401で光電変換された信号電荷を処理回路側へ転送するスイッチング素子であり、708はそのスイッチング素子を制御するコントロール線、709は処理回路へ結線される信号線である。710は光電変換素子にバイアスを与える電源ラインである。また、720は光電変換素子401とスイッチング素子402を接続するためのコンタクトホールである。

【0030】図8は、図7の光電変換装置を図7内A-Bで切断した場合の模式的断面図である。図中、400

は基板、410は保護層、721は第1の金属薄膜、722は第2の金属薄膜、725は絶縁層、726は半導体層、727はオーミックコンタクト層である。図示される光電変換装置部の形成方法の一例を説明する。

【0031】まず、少なくとも表面が絶縁性の基板400上にスパッタ法や抵抗加熱法によりクロム(Cr)を第1の金属薄膜721として約500オングストローム蒸着し、フォトリソグラフィによりパターニングし不必要なエリアをエッチングする。この第1の金属薄膜721は光電変換素子401の下部電極及びスイッチング素子402のゲート電極となる。次に、CVD法により、同一真空内で絶縁層725(s-SiNx)、半導体層726(s-Si:H、シリコン原子を母体とし、水素原子を含有する非晶質材料)、オーミックコンタクト層727をそれぞれ、2000、5000、500オングストロームずつ順次積層させる。これらの各層は、光電変換素子401の絶縁層/光電変換半導体層/ホール注入阻止層に夫々該当し、そしてスイッチング素子402(TFT)のゲート絶縁膜/半導体層/オーミックコンタクト層となる。また、第1の金属薄膜721と第2の金属薄膜722とのクロス部(交差部)(図7の730で図示)の絶縁層としても利用される。各層の膜厚は上記厚さに限らず光電変換装置として使用する電圧、電荷、入射される光量(たとえば、シンチレータからの入射蛍光量)等により最適に設計される。少なくとも、s-SiNx(シリコン原子と窒素原子とを有する非晶質材料)は、エレクトロンとホールが通過できず、また、TFTのゲート絶縁膜として十分機能できる材質とされ、厚みは500オングストローム以上が望ましい。

【0032】各層を堆積した後、コンタクトホール(図7に720で図示)となるエリアをRIE(リアクティブイオンエッチング)またはCDE(化学的ドライエッチング)等でドライエッチングし、その後、第2の金属薄膜722としてアルミニウム(Al)をスパッタ法や抵抗加熱法で約10000オングストローム堆積させる。さらにフォトリソグラフィによりパターニングし不必要なエリアをエッチングする。第2の金属薄膜722は光電変換素子401の上部電極、スイッチングTFTのソース、ドレイン電極、その他の配線等となる。また第2の金属薄膜722の成膜と同時にコンタクトホール部で上下の金属薄膜が接続される。更に、TFTのチャネル部を形成するために、ソース電極、ドレイン電極間の一部をRIE法でエッチングし、その後、不必要なa-SiNx層(絶縁層)、a-Si:H層(半導体層)、N<sup>+</sup>層(オーミックコンタクト層)をRIE法でエッチングし各素子が分離される。これで、光電変換素子401、スイッチングTFT402、他の配線類(708、709、710)、コンタクトホール部720が形成される。

【0033】図8においては、2画素分のみしか図示さ

れていないが、多数の画素が同時に基板400上に形成されることは言うまでもない。最後に、耐湿性向上の目的として、各素子、配線類を $\text{SiN}_x$ などのパッシベーション膜(保護膜)410で被覆する。以上の説明の通り、光電変換素子、スイッチングTET、配線類が、共通の第1の金属薄膜、 $a\text{-SiN}_x$ 層、 $a\text{-Si:H}$ 層、 $\text{N}^+$ 層、および第2の金属薄膜の同時堆積と各層の必要に応じたエッチングのみで形成される。また光電変換素子内には注入阻止層が1ヶ所でき、かつ、金属薄膜以外の各層は同一真空内で形成することができる。

【0034】次に、光電変換素子401単体のデバイス動作について説明する。

【0035】図9(a)及び図9(b)はそれぞれリフレッシュモードおよび光電変換モードの動作を示す光電変換素子の概略的エネルギーバンド図で、図8の各層の厚さ方向の状態を表している。602はCrで形成された下部電極(以下G電極と記す)である。607は電子、ホール共に通過を阻止する $\text{SiN}$ で形成された絶縁層であり、その厚さはトンネル効果により電子、ホールが移動できない程度の厚さである500オングストローム以上を設定される。604は水素化アモルファスシリコン $a\text{-Si}$ の真性半導体i層で形成された光電変換半導体層、605は光電変換半導体層604へのホールの注入を阻止するリンなどがドーパされた $a\text{-Si}$ のn層の注入阻止層、606はAlで形成される上部電極(以下D電極と記す)である。本実施例ではD電極はn層を完全には覆っていないがD電極とn層との間は電子の移動が自由に行われるためD電極とn層の電位は常に同電位であり以下説明ではそれを前提としている。本光電変換素子にはD電極、G電極の電圧の印加の仕方によりリフレッシュモードと光電変換モードという2種類の動作がある。

【0036】リフレッシュモードの図9(a)において、D電極はG電極に対して負の電位が与えられており、i層604中の黒丸で示されたホールは電界によりD電極に導かれる。同時に白丸で示された電子はi層604に注入される。このとき一部のホールと電子はn層605、i層604において再結合して消滅する。十分に長い時間この状態が続けばi層604内のホールはi層605から掃き出される。

【0037】この状態から光電変換モードの図9(b)にするには、D電極にG電極に対して正の電位を与える。するとi層604層の電子は瞬時にD電極に導かれる。しかしホールはn層605が注入阻止層として働くためi層604に導かれることはない。この状態でi層604内に光が入射すると、光は吸収され電子・ホール対が発生する。この電子は電界によりD電極に導かれ、ホールはi層604内を移動しi層604と絶縁層607との界面に達する。しかし、絶縁層607内には移動できないため、i層604内に留まることになる。この

とき電子はD電極に移動し、ホールはi層604内の絶縁層607界面に移動するため、素子内の電気的中性を保つため電流がG電極から流れる。この電流は光により発生した電子・ホール対に対応するため、入射した光に比例する。

【0038】ある期間光電変換モードの図9(b)を保った後、再びリフレッシュモードの図9(a)の状態になると、i層604に留まっていたホールは前述のようにD電極に導かれ、同時にこのホールに対応した電流が流れる。このホールの量は光電変換モード期間に入射した光の総量に対応する。このときi層604内に注入される電子の量に対応した電流も流れるが、この量はおおよそ一定なため差し引いて検出すればよい。つまり、本例においての光電変換素子は、リアルタイムに入射する光の量を出力すると同時に、ある期間に入射した光の総量も出力することもできる。

【0039】しかしながら、何らかの理由により光電変換モードの期間が長くなったり、入射する光の照射が強い場合、光の入射があるにもかかわらず電流が流れないことがある。これは図9(c)のように、i層604内にホールが多数留まり、このホールのためi層604内の電界が小さくなり、発生した電子がD電極に導かれなくなりi層604内のホールと再結合してしまうからである。この状態で光の入射の状態が変化すると、電流が不安定に流れることもあるが、再びリフレッシュモードにすればi層604内のホールは掃き出され次の光電変換モードでは再び光に比例した電流が得られる。

【0040】また、前述の説明において、リフレッシュモードでi層604内のホールを掃き出す場合、全てのホールを掃き出すのが理想であるが、一部のホールを掃き出すだけでも効果はあり、前述し等しい電流が得られ、問題はない。つまり、次の光電変換モードでの検出機会において図9(c)の状態になっていなければよく、リフレッシュモードでのD電極のG電極に対する電位、リフレッシュモードの期間およびn層605の注入阻止層の特性を決めればよい。

【0041】また、さらにリフレッシュモードにおいてi層604への電子の注入は必要条件でなく、D電極のG電極に対する電位は負に限定されるものでもない。ホールが多数i層604に留まっている場合には、例えばD電極のG電極に対する電位が正の電位であってもi層内の電界はホールをD電極に導く方向に加わるからである。n層605の注入阻止層の特性も同様に電子をi層604に注入できることが必要条件ではない。

【0042】次に、図10と図11を用いて、上記光電変換素子を利用したX線撮像装置における光電変換部1画素の動作について説明する。図10は1画素分の光電変換素子およびスイッチングTFTを含んだ等価回路の一例であり、図11はその動作を示すタイミングチャートの一例である。まず、光電変換素子401をリフレッ

11

シュするためにバイアス電源801をある電圧値( $V_r$ )にした状態でスイッチングTFT402のゲートVg(830)およびリセット用スイッチング素子805をONする。これにより光電変換素子401のD電極が $V_r$ に、G電極がリセット用電源807のバイアス $V_{BT}$ にリフレッシュされ( $V_r < V_{BT}$ )、この操作以降、光電変換素子は蓄積状態(読みとりモード)になる。その後、X線源901をONし、人体とグリッド903を通過したX線がシンチレータ904に照射され、その蛍光が光電変換素子401に照射され光電変換される。光電変換素子を構成するa-SiNx絶縁層、a-Si:H光電変換半導体層は誘導体でもあるため、光電変換素子は容量素子としても機能する。すなわち、光電変換素子で光電変換された信号電荷は光電変換素子内に蓄積される。その後、TFTのVgをONさせ、光電変換素子内の信号電荷を容量素子813に転送する。容量素子813は特に図7上素子として形成されているわけではなく、TFTの上下電極間の容量や信号線709とゲート線708のクロス部730等で必然的に形成されている。もちろん、設計に応じて素子として別途作り込んでもよい。以上の動作が、電源供給やTFTのゲート制御を除いて、絶縁基板上に形成されたアモルファスデバイスで行われる。その後、容量素子813の信号電荷が処理回路内にスイッチング素子825により容量820に転送され、オペアンプ821により信号が出力される。その後、スイッチ822により容量820が、スイッチ805により容量素子813がリセットされ、1画素分の動作が完了する。

【0043】次に、図10で示された光電変換素子を具体的に2次元に拡張して構成した場合における光電変換動作の一例について説明する。図12は、2次元に配列した光電変換装置の一例の等価回路図であり、図13はその動作の一例を示すタイミングチャートである。

【0044】図12において、S11~S33は光電変換素子で下部電極側をG、上部電極側をDで示している。T11~T33はスイッチングTFTである。Vsは読み出し用電源、Vrはリフレッシュ用電源であり、それぞれスイッチSWs、SWrを介して全光電変換素子S11~S33のD電極に接続されている。スイッチSWsはインバータを介して、スイッチSWrは直接にリフレッシュ制御回路RFに接続されており、リフレッシュ期間はSWrがon、その他の期間はSWsがonするよう制御されている。1画素は1個の光電変換素子とスイッチングTFTで構成され、その信号出力は信号配線SIGにより検出用集積回路ICに接続されている。ここでの光電変換装置は計9個の画素を3つのブロックに分け1ブロックあたり3画素の出力を同時に転送しこの信号配線SIGを通して検出用集積回路ICによって順次出力に変換され出力される( $V_{out}$ )。また1ブロック内の3画素を横方向に配置し、3ブロックを

12

順に縦に配置することにより各画素を二次元的に配置している。

【0045】はじめにシフトレジスタSR1およびSR2により制御配線g1~g3、s1~s2にHiが印加される。すると転送用スイッチングTFT・T11~T33とスイッチM1~M3が導通し、全光電変換素子S11~S33のG電極はGND電位になる(積分検出器Ampの入力端子はGND電位に設計されているため)。同時にリフレッシュ制御回路RFがHiを出力しスイッチSWrがonし全光電変換素子S11~S33のD電極はリフレッシュ用電源Vrにより正電位になる。すると全光電変換素子S11~S33はリフレッシュモードになりリフレッシュされる。つぎにリフレッシュ制御回路RFがLoを出力しスイッチSWsがonし全光電変換素子S11~S33のD電極は読み取り用電源Vsにより正電位になる。すると全光電変換素子S11~S33は光電変換モードになる。この状態でシフトレジスタSR1およびSR2により制御配線g1~g3、s1~s2にLoが印加される。すると転送用スイッチングTFT・T11~T33のスイッチM1~M3がoffし、全光電変換素子S11~S33のG電極はDC的にはオープンになるが各光電変換素子はコンデンサでもあるため電位は保持される。しかしこの時点ではX線は入射されていないため全光電変換素子S11~S33には光は入射されず光電流は流れない。この状態でX線がパルス的に出射され、人体、シンチレータ等を通過し、シンチレータからの蛍光がそれぞれの光電変換素子S11~S33に入射する。この光は人体等の内部構造の情報が含まれている。この光により流れた光電流は電荷としてそれぞれの光電変換素子内に蓄積されX線の入射終了後も保持される。つぎにシフトレジスタSR1により制御配線g1にHiの制御パルスが印加され、シフトレジスタSR2の制御配線s1~s3への制御パルス印加によって転送用TFT・T11~T13、スイッチM1~M3を通してv1~v3が順次出力される。同様にシフトレジスタSR1、SR2の制御により他の光信号も順次出力される。これにより人体等の内部構造の二次元情報がv1~v9として得られる。静止画像を得る場合はここまでの動作であるが動画像を得る場合はここまでの動作を繰り返す。

【0046】図14に2000×2000個の画素を持つ検出器の実装を示す概念図を示す。2000×2000個の検出器を構成する場合で示した破線内の素子を縦・横に数を増せばよいが、この場合制御配線もg1~g2000と2000本になり信号配線SIGもsig1~sig2000と2000本になる。またシフトレジスタSR1や検出用集積回路ICも2000本の制御・処理をしなければならず大規模となる。これをそれぞれ1チップの素子で行なうことは1チップが非常に大きくなり製造時の歩留りや価格等で不利である。そこで、シ

フトレジスタSR1は例えば100段ごと1個のチップに形成し、20個(SR1-1~SR1-20)を使用すればよい。また検出用集積回路も100個の処理回路ごとに1個のチップに形成し、20個(IC1~IC20)を使用する。

【0047】図14は左側(L)に20チップ(SR1-1~SR1-20)と下側(D)に20チップ実装し、1チップあたり100本の制御配線、信号配線をおのおのワイヤーボンディングでチップと接続している。図14中破線部は図12の破線部に相当する。また外部への接続は省略している。また、SWr, SWs, Vr, Vs, RF等も省略している。検出集積回路IC1~IC20からは20本の出力(Vout)があるが、これらはスイッチ等を介して1本にまとめたり、20本をそのまま出力し並列処理すればよい。

【0048】

【実施例】以下、上述したような光電変換素子を利用した本発明の好適な実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【0049】【実施例1】図1は、本発明の第1の実施形態を示すX線撮像装置の光電変換装置として好適に適用される光電変換装置の模式的断面構成図である。また、図2は、図1に示す光電変換装置100を含むX線撮像装置を説明するための概略構成図である。

【0050】図2において、X線源901からのX線は、人体など被検査体902に照射され、肺、骨、血管、あるいは病巣といった体内物質に応じて被検査体内で吸収、透過、散乱が起り、被検査体内を通過してきたX線が、グリッド903の方向へ向かう。

【0051】図3、図4は、グリッドの構成を示す模式的断面図であり、グリッドは、X線を吸収する物質(例えば鉛)とX線を透過する物質(例えばアルミニウム)とが交互に配列されている。グリッドを設ける理由としては、被検査体内で散乱されたX線による解像度の低下を防ぐことにある。すなわち特定方向(グリッドの断面方向)のX線のみが、X線透過物質(A1)を通過し、光電変換装置100に到達し、体内で散乱されたX線はグリッドの吸収物質(Pb)で吸収され光電変換装置100には到達できない。

【0052】図1は、本実施形態の光電変換装置100の内部構成を示す模式的断面構成図である。図1において、光電変換装置の筐体である外部シャーシ101はX線を透過させる材料(たとえばアルミニウム、炭素材など)が用いられ、被検査体内のX線情報を含んだX線はシンチレータ(蛍光体)102に照射される。X線は、シンチレータ内で蛍光物質で励起(吸収)し、光電変換素子401の分光感度波長領域内の波長をもつ蛍光がシンチレータから発せられる。

【0053】シンチレータの材料としては、CsI:Tl、Gd<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:Sb、Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:Eu等が用いら

れる。

【0054】光電変換素子401は、シンチレータ102からのX線像に対応する蛍光を光電変換しスイッチング素子402により、処理IC403に信号電荷が転送される。光電変換素子401及びスイッチング素子402は絶縁基板400上に作り込まれており、400はシンチレータ102の下側(X線源の反対側)に配置される。401、402上には素子を保護するため保護膜410で覆われている。

【0055】図1からわかる様に、処理IC403は光電変換素子401近傍に配置されている。これは、光電変換素子からの微弱な信号電荷を転送するための配線を長く引き延ばすことにより外部のノイズがその配線に乗る悪影響を極力取り除くためである。処理IC403は、図10で説明すれば、例えば、リセット用スイッチ素子805、リセット用電源807、容量820、オペアンプ821、スイッチ822及びスイッチング素子825の機能を有し、または、図14上のIC1~IC20に相当する。

【0056】処理IC403は、フレキシブルケーブル404上に実装されている。処理IC403からの信号はPCB(プリント配線板:印刷手法で製作された回路基板)上に実装されたICにコネクタ408を介して送られる。PCB上のICのひとつは高速A/Dコンバータであり、信号はそこでデジタル化される。デジタル化することにより、以後、外部のノイズの影響を受けにくくなる。PCB上の他のICとしては、デジタル化されたデータを一時記憶するためのメモリ(RAM)や、データの演算処理を行ったりするCPUや、プログラムを記憶するための不揮発性のメモリ(ROM)や、データを遠方へ高速に伝送するためのラインドライバなどが実装されている。

【0057】これらのICは、結晶Siを主たる材料として作られており、X線のような非常に高いエネルギーを持った放射線の照射により、ICとしての性能が低下し、最悪の事態としてその機能が完全に損なわれる場合がある。

【0058】放射線吸収材405は、ICを放射線から遮断するために設けた言わばシールド材であり、X線の場合それを吸収する材質、たとえばPbでできてる。光電変換素子401やTFT402を配置した絶縁基板400と、上記ICを配置したPCBとの間に介在させた構成となっている。この構成にすることにより、シンチレータ102からの可視域の蛍光は光電変換素子に照射され、シンチレータで可視光に変換されなかったX線(通過したX線)は、絶縁基板400を通過こそするが、直下のPb板に吸収されPCB上のICに照射されることはない。

【0059】このPb板を図1のように配置することにより、装置としての耐X線において、高い信頼性を確保



する事ができる。

【0060】なお、処理IC403は図1上、外部の耐ノイズ性を重視するべく光電変換素子の近傍に配置したことを前述したが（すなわちPCB上には配置していないが）、処理IC403もまた結晶Siを材料にしているため、X線が照射されるのであればそのICの周囲にPbを配置しなければならないことは言うまでもない。

【0061】図1においては処理IC403を鉛材（Pb）のような放射線吸収材で覆った場合の例を示している。光電変換素子（基板400）の周囲に実装された処理IC403において、X線の照射範囲がこの処理IC403の配置領域までに至らないのであれば鉛材406の必要はない。

【0062】さて、図1において、407は熱伝導率の大きい例えばシリコン系のグリスに代表されるような良熱伝導材であり、前述の処理IC403やPCB上のICやPCB本体に接触している構成となっている。熱伝導材407はさらに、前述のX線を吸収する放射線吸収材405または、X線を透過するAlのシャーシ101に接触している構成となっている。

【0063】このような構成にすることにより、非常に多くの画素情報を高速に処理するために不可欠なバイポーラトランジスタ主体のICからの発熱を、熱伝導率の高いPbやAlの金属に放熱させることを可能にする。PCBに接触しているシリコン系グリスはPCBからの放熱にも寄与する。

【0064】PCBの配線材には、一般的には抵抗率の小さいCuが用いられ、Cuは同時に熱伝導率においても優れている。従って、PCB上でのICの未実装領域ではできるだけCuのベタパターンを施しその上部にシリコン系の放熱グリス配置し、他方をPbまたはAlに接触させることによりICの熱をPCBを介して放熱させることができる。

【0065】また、処理IC403やPCB上のICからの発熱を、熱伝導率の高いシリコン系の高い放熱用グリスなどの熱伝導材407を用いることなく、直接Pb板やAlのシャーシに接触することで放熱させることも可能である。シリコン系グリスを用いた場合に比べいくぶん放熱の効果は薄らぐが、ICの発熱の程度が小さい場合直接放熱させることで放熱させても良い。もちろん、確実な熱伝導を考慮すると、グリスなどの熱伝導材を介することは望ましい。

【0066】また、同一のX線撮像装置内においてICの発熱の程度によっては、一部をシリコン系放熱グリスを介してPb、Alに放熱させ、一部をPb、Alに直接放熱させてももちろんよい。

【0067】なお、Alのシャーシには、放熱としての目的とX線透過させるという目的以外にも、前述の蛍光体、絶縁基板、IC実装付きPCB、Pbの板などを機械的に支持するための目的を持たせて良いのはもちろん

である。

【0068】また、熱伝導率の高い部材である熱伝導材407としては、シリコン系グリスの他にも、カプトンやアルミニウムを基材にした放熱用接着テープなどを用いることもできる。

【0069】より詳細には、熱伝導率の高い部材407としては、シリコン系グリスの他にも、放熱用シリコンゴム、放熱用片面接着テープ、放熱用両面接着テープ、放熱用接着剤等の加熱部材を用いることもできる。

【0070】前記シリコン系グリスを用いた放熱に関しては、安定的にICとPbまたはAlを固定するためにICをパッケージするTCP等とPbまたはAlとを機械的に支持するなどの放熱構造をとることもできる。

【0071】熱伝導性を高めるために、セラミックス系、たとえば酸化アルミニウム等の粒子を配合したシリコン系グリスや放熱用シリコンゴム、放熱用接着剤を好適に使用できる。また、強度を高めるために、ガラスクロス等を配合した放熱用シリコンゴムを好適に使用できる。

【0072】前記放熱用片面接着テープ、放熱用両面接着テープにはセラミックス系、たとえば酸化アルミニウム等の粒子を含むアクリル系の感圧接着剤テープがあり、基剤にポリイミド系樹脂やアルミニウム、ガラスクロス等を用いたもの、基材のない粘着剤のみから形成されるもののいずれも使用することができる。

【0073】〔実施例2〕図5は本発明における他の実施形態を示すX線撮像装置の断面構成図である。図1の内容と同一の部材については同一の符号を記している。図5においては、筐体であるAlのシャーシ部分の外部側表面とX線を遮蔽するためのPb板の部分に、凹凸形状を意図的に形成されている。このような構成にすることにより、PCB上のICや処理IC403からの熱を、シリコン系グリスや放熱用シリコンゴム、放熱用片面接着テープ、放熱用両面接着テープ、放熱用接着剤等の熱伝導材を用いPbなどの放射線吸収材やAlなどのシャーシなどの放熱材に放熱する際、PbやAlと周囲に存在する空気との接触面積が大きくなり、放熱の効率を向上させることができる。

【0074】前記シリコン系グリスを用いた放熱に関しては、安定的にICとPbまたはAlを固定するためにICをパッケージするTCP等とPbまたはAlとを機械的に支持するなどの放熱構造をとることもできる。

【0075】本実施例における熱伝導材も前述した各種熱伝導材を含む熱伝導材から必要に応じて適宜選択し得るものである。

【0076】もちろん、熱伝導材は銅や燐青銅のような金属などの熱伝導性と弾性とを利用して、あるいは更に前述した熱伝導材とを組合せて良いのは言うまでもない。

【0077】また、放射線源（たとえばX線源）を含む光源から照射されるエネルギーを直接感知可能であれば上述の蛍光体は不要であるし、蛍光体以外の別の波長変換体を用いても良いことは言うまでもない。

【0078】加えて、X線のような高エネルギー照射によるICなどの周辺回路の劣化、損傷を考慮する必要がない場合には、上述したPbなどの放射線吸収材を用いずとも良いものである。

【0079】

【発明の効果】以上、詳述したように、本発明は、ICからの熱をPb板のような放射線吸収材またはAlのようなシャージ部に放熱させ、光電変換素子やTFTに余計な熱を伝えない、あるいは伝わっても実質上問題が生じないようにすることで、S/N比の低下の問題を解決し、光電変換装置及びそれを有するシステムの信頼性をより一層向上することができる。

【0080】また、本発明によれば、周辺回路としてICを有する光電変換装置において、周辺回路のICが発生する熱による悪影響による問題が生じない又は実質的に生じない。

【0081】加えて、本発明によれば、固定パターンノイズやランダムノイズを上昇させることなく、高いS/N比を確保することができ、良質な読取画像を長時間に亘り、あるいは、連続して、更には長期間に亘って提供することができる。

【0082】更に、本発明によれば固定パターンノイズやランダムノイズを上昇させることなく、a-Si半導体薄膜を用いた光電変換素子本来の高いS/Nを確保することができ、良質な読取画像を提供できる。

【0083】また、本発明の光電変換装置は、光電変換装置を有するX線撮像装置を有するデジタルX線診断装置の一翼を担うものとなり得、たとえば病院での診断効率の向上や建築物等の診断効率の向上に寄与するとともに、将来的には全世界を網羅した診断情報ネットワークシステムの構築を可能にする。

【0084】また、本発明によれば、近年医療産業において強く望まれている、“X線画像情報のデジタル化”の要求が満たされ、病院内において大幅な診療の効率がアップするのは言うまでもなく、全国での医療診断情報ネットワークの構築も可能となり、遠隔地においても都心の病院の医療が受けられるといったような医療界全

体での診断効率を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の光電変換装置の一例を説明するための模式的断面図である。

【図2】X線撮像装置の一例を説明するための概略的構成図である。

【図3】グリッドの一例を説明するための模式的断面図である。

【図4】グリッドの一例を説明するための模式的断面図である。

【図5】本発明の光電変換装置の一例を説明するための模式的断面図である。

【図6】X線撮像装置の一例を説明するための概略的構成図である。

【図7】光電変換装置の読取領域の一例を説明するための模式的断面図である。

【図8】光電変換装置の読取領域の一例を説明するための模式的断面図である。

【図9】光電変換素子の動作の一例を説明するための模式的エネルギーバンド図である。

【図10】光電変換装置の概略的等価回路図である。

【図11】光電変換装置を駆動するためのタイミングチャートである。

【図12】2次元の読取部を有する光電変換装置の一例を説明するための概略的等価回路図である。

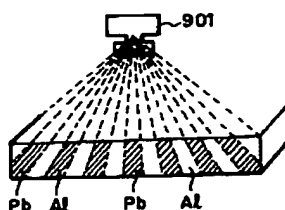
【図13】光電変換装置を駆動するためのタイミングチャートである。

【図14】光電変換装置の一例を示す模式的断面図である。

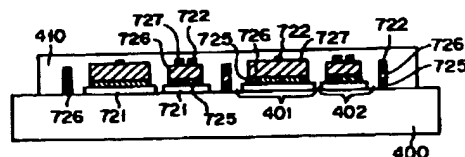
【符号の説明】

- 100 光電変換装置
- 101 外部シャージ
- 102 シンチレータ（蛍光体）
- 400 絶縁基板
- 401 光電変換素子
- 402 スイッチング素子
- 403 処理IC
- 406 放射線吸収材
- 407 熱伝導材
- 410 保護膜

【図4】

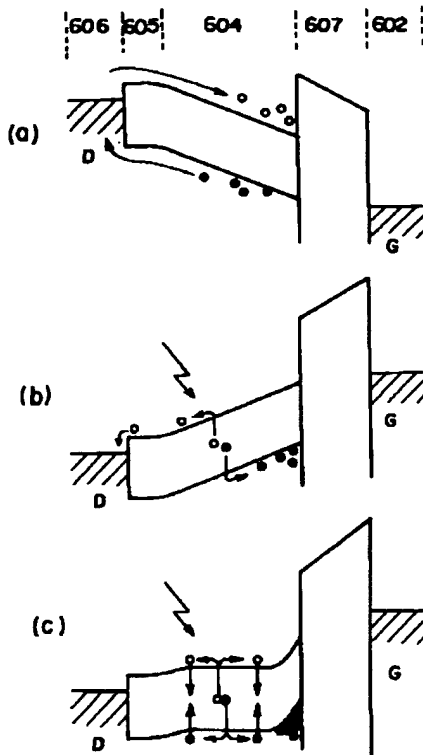


【図8】

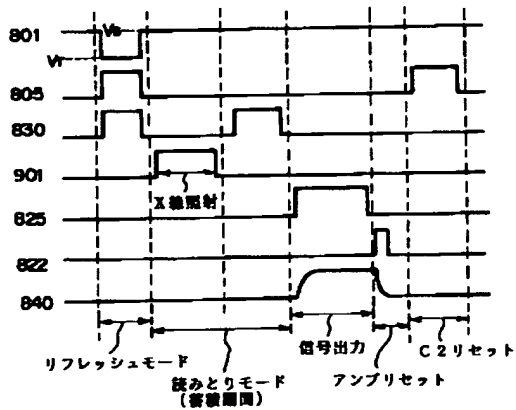




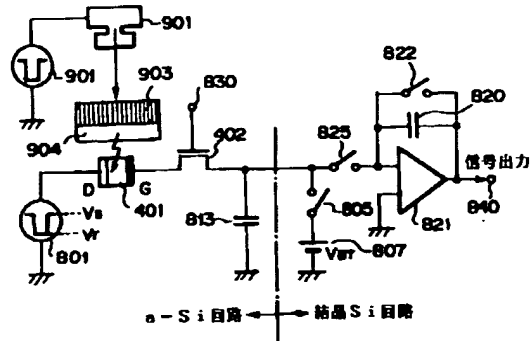
【図9】



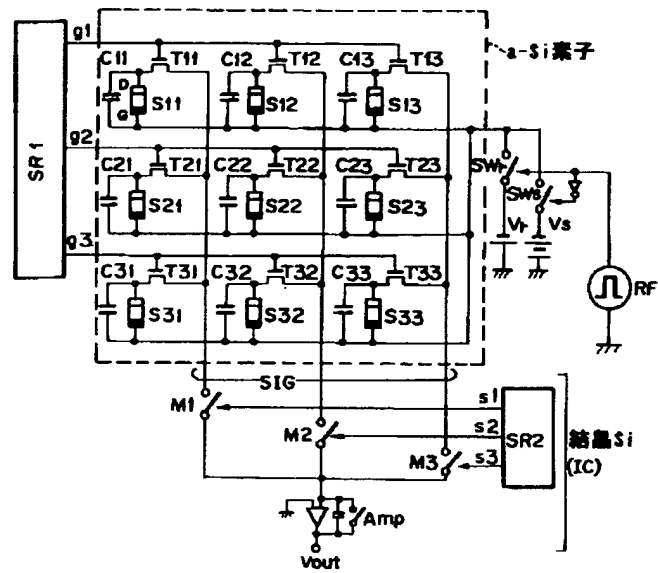
【図11】



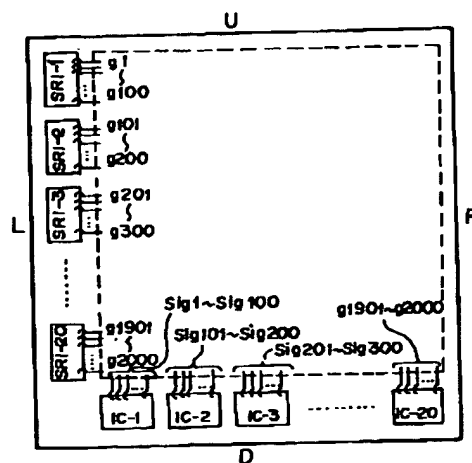
【図10】



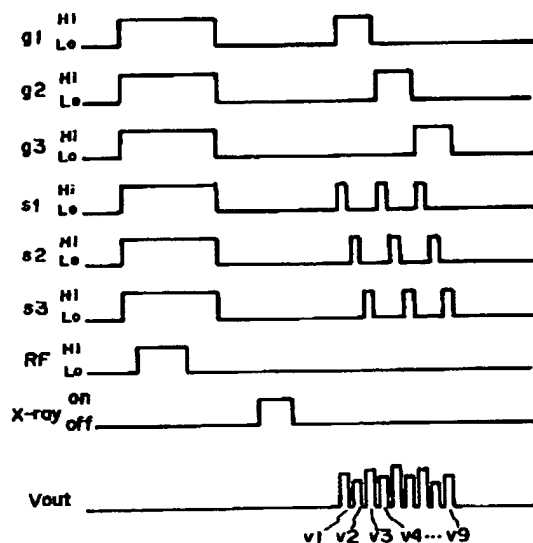
【図12】



【図14】



【図13】



フロントページの続き

(72)発明者 富名腰 章

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(72)発明者 竹田 慎市

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(72)発明者 林 眞一

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(72)発明者 森下 正和

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(72)発明者 多胡 晃

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(72)発明者 田村 敏和

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内

(72)発明者 渡辺 実

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤ  
ノン株式会社内